

Postęp w diagnostyce choroby wieńcowej – zastosowanie wielowarstwowej spiralnej tomografii komputerowej

Advances in the diagnosis of coronary artery disease - multislice spiral computed tomography

Mieczysław Pasowicz

Klinika Chorób Serca i Naczyń IK CM UJ, Ośrodek Diagnostyki i Rehabilitacji Chorób Serca i Płuc, Szpital im. Jana Pawła II, Kraków

Postępy w Kardiologii Interwencyjnej 2006; 2, 2 (4): 169–179

Słowa kluczowe: choroba wieńcowa, blaszka miażdżycowa, MSCT.

Key words: coronary artery disease, plaque, MSCT.

Diagnostyka obrazowa jest jedną z najszybciej rozwijających się dziedzin medycyny. O prawdziwości tego stwierdzenia można się przekonać, śledząc rozwój tomografii komputerowej (TK).

Era tomografii komputerowej rozpoczęła się w połowie lat 60. XX w. wraz z pracami prowadzonymi przez brytyjskiego inżyniera Godfreya N. Hounsfielda. W ciągu blisko 40 lat byliśmy świadkami niezwykle dynamicznego rozwoju tej metody, przełamywania kolejnych barier technicznych i klinicznych, a przecież i dzisiaj nie powiedziano ostatniego słowa w tej kwestii (tab. 1.).

Momentem przełomowym w rozwoju TK było wprowadzenie spiralnej tomografii komputerowej w 1989 r. przez Willego Kalendera w Niemczech, uznanego w 2002 r. przez *Diagnostic Imaging* za jedną z 20 najbardziej wpływowych postaci w radiologii. Jednakże prawdziwą rewolucję okazało się wprowadzenie do diagnostyki obrazowej skanerów wielowarstwowych (MSCT), które są wyznacznikami stałego postępu jakościowego i ilościowego (tab. 2.).

Początkowo metoda MSCT charakteryzowała się możliwością uzyskania do 4 warstw badanego obszaru podczas rotacji układu lampa-detektory w czasie krótszym niż 1 s. Zwiększenie czasowej i przestrzennej rozdzielczości uzyskiwanych obrazów skorelowanych z EKG pozwoliło na szersze zastosowanie tej nieinwazyjnej metody do obrazowania tętnic wieńcowych. Możliwe stało się skanowanie serca w trakcie jednego wdechu, z akwizycją obrazu z fazy rozkurczowej metodą sekwen-

cyjną (ang. *prospective triggering*) [1] lub spiralną (ang. *retrospective gating*) [2], pozwalając na wyeliminowanie artefaktów wywołanych ruchem serca. W tej generacji aparatów minimalny czas rotacji układu lampa-detektory (ang. *gantry*) wokół obrazowanej struktury wynosił 500 ms, rozdzielczość czasowa w badaniach kardiologicznych od 125 ms, a przestrzenna od 1,25 mm [3–5].

Kolejnym krokiem w kierunku ulepszenia technologii MSCT było zastosowanie urządzeń 16-warstwowych

Tabela 1. Historia tomografii komputerowej

Table 1. The history of computed tomography

Rok	Postęp techniczny
1967	rozpoznawanie obrazu i techniki rekonstrukcji komputerowej – Godfrey N. Hounsfield
1971	pierwszy kliniczny prototyp skanera mózgu – James Ambrose
1974	pierwszy skaner całego ciała – Robert Ledley
1979	Nagroda Nobla dla Godfreya N. Hounsfielda i Allana MacLeoda Cormacka
1979	zasada działania skanera EBCT – Douglas Boyd
1983	pierwszy skaner EBCT firmy Imatron oraz wprowadzenie pojęcia TK układu krążenia
1988	pierwsze badanie uwapnienia tętnic wieńcowych
1989	pierwsze doniesienie nt. spiralnej TK – Willi Kalender
1992	skaner dwuwarstwowy
1995	pierwsza angiografia TK tętnic wieńcowych
1998	skaner wielowarstwowy

Adres do korespondencji/Corresponding author: dr n. med. Mieczysław Pasowicz FACC, Ośrodek Diagnostyki i Rehabilitacji Chorób Serca i Płuc, Szpital im. Jana Pawła II, ul. Pądnicka 80, 31-202 Kraków, tel. +48 12 614 20 02, faks +48 12 614 22 66, e-mail: m.pasowicz@szpitalip2.krakow.pl

Tabela 2. Postęp jakościowy i ilościowy w dziedzinie wielowarstwowej tomografii komputerowej**Table 2.** Qualitative and quantitative advances in multislice spiral computed tomography

Rok	Postęp techniczny
1989	wprowadzenie spiralnej TK przez Siemens, Niemcy
1998	skaner 4-warstwowy
2001	prototyp skanera 16-warstwowego
2003	badania nad cyfrowymi płaskimi detektorami
2003	badania nad TK cone beam
2004	wprowadzenie skanera 64-warstwowego
2005	wprowadzenie skanera Dual Source (DSCT)

[6, 7]. Połączenie skróconego czasu rotacji oraz detektorów wielorzędowych i rozdzielczości przestrzennej poniżej 1 mm pozwoliło na istotną poprawę wizualizacji serca i struktur tak trudnych w obrazowaniu, jak naczynia wieńcowe [8–10]. Kombinacja szeregu technicznych zalet wielorzędowej tomografii komputerowej pozwala na uzyskanie cennych oraz użytecznych informacji w praktyce klinicznej.

Na rynku dostępnych jest kilka aparatów MSCT, których krótką charakterystykę przedstawiono w tab. 3.

Najnowsze osiągnięcie TK, tj. skaner 64-warstwowy jest bliski spełnienia obietnic składanych przez twórców angiografii nieinwazyjnej. Jeszcze lepsza rozdzielczość czasowa oraz skrócenie czasu skanowania do 8–11 s sprawia, że artefakty oddechowe nie są już tak wielkim problemem. Dzięki uzyskaniu obrazów o doskonałej jakości możliwa jest nie tylko ocena zwężeń w tętnicach wieńcowych [11], ale także wykrycie i klasyfikacja blaszek miażdżycowych oraz ocena ściany naczyniowej, szczególnie w segmentach proksymalnych [12].

Tabela 3. Porównanie urządzeń 4-, 16- i 64-warstwowych**Table 3.** Parameters of 4-, 16- and 64-slice scanners

4-warstwowy MSCT	GE Lightspeed	Philips MX 8000	Siemens Sensation 4	Toshiba Aquilion
długość pierścienia detektorów wzdłuż osi z [mm]	20	20	20	32
minimalna kolimacja	4 x 1,25	2 x 0,5	2 x 0,5	4 x 0,5
minimalny czas rotacji	0,8	0,5	0,5	0,5
16-warstwowy MSCT	GE Lightspeed Plus	Philips MX 8000 IDT	Siemens Sensation 16	Toshiba Aquilion 16
długość pierścienia detektorów wzdłuż osi z [mm]	20	20	24	32
minimalna kolimacja	16 x 0,63	16 x 0,73	16 x 0,75	16 x 0,5
minimalny czas rotacji	0,5	0,4	0,4	0,4
64-warstwowy MSCT	GE Lightspeed VCT	Philips Brilliance 64	Siemens Sensation 64	Toshiba Aquilion 64
długość pierścienia detektorów wzdłuż osi z [mm]	40	40	28,8	32
minimalna kolimacja	64 x 0,625	64 x 0,625	2 x 32 x 0,6	64 x 0,5
minimalny czas rotacji	0,35	0,4	0,33	0,4

Lepor i wsp. [13] podkreślają następujące zalety skanerów 64-warstwowych: grubość obrazowanej warstwy jest najmniejsza z możliwych i pozwala na bardziej precyzyjny pomiar zwężenia i obrazowanie mniejszych odgałęzień tętnic wieńcowych, możliwe jest uzyskanie obrazów wysokiej jakości u osób otyłych, czas wstrzymania oddechu i akwizycji obrazów jest krótszy, objętość podawanego środka kontrastowego zmniejszono o 30%, możliwa jest ocena blaszki miękkiej, a efekt *blooming* wynikający z obecności zwapnień jest zredukowany. Zalety i wady 64-MSCT w porównaniu z inwazyjną koronarografią podsumowali również Leschka i wsp. (tab. 4.) [14].

Pierwsze badanie MSCT tętnic wieńcowych z zastosowaniem 4-warstwowego aparatu *Somatom Plus 4 Volume Zoom* w Polsce przeprowadzone zostały pod kierunkiem autora w październiku 2000 r. w Ośrodku Diagnostyki i Rehabilitacji Chorób Serca i Płuc Szpitala im. Jana Pawła II w Krakowie. Wraz z ulepszeniem technologii MSCT, od wiosny 2003 r. prowadzono badania tętnic wieńcowych przy użyciu aparatu 16-warstwowego (*Somatom Sensation 16 Cardiac*). W 2004 r., tuż po premierze europejskiej w Paryżu i światowej w Chicago, ośrodek w Krakowie został wyposażony w aparat 64-warstwowy (*Somatom Sensation 64 Cardiac*, ryc. 1.).

Dzięki MSCT nie tylko uzyskano poprawę jakości badań klinicznych w dziedzinie angiografii czy endoskopii wirtualnej, ale także poszerzono możliwości jego zastosowania klinicznego, np. w badaniach perfuzji mózgu, czynności serca i zastawek czy też mapowaniu anatomii i fizjologii zmian. Najnowsze wytyczne *American College of Radiology* szczegółowo określają zastosowanie kliniczne CT jako metody obrazowania nieinwazyjnego [15], a mianowicie:

1. wykrywanie i charakterystykę zwężeń w naczyniach wieńcowych powstałych na skutek miażdżycy, miażdżycy przeszczepu, rozwarstwienia błony wewnętrznej oraz zapalenia naczynia (ryc. 2.);

Tabela 4. Zalety i wady 64-MSCT wg Leschka i wsp.**Table 4.** Advantages and disadvantages of 64-MSCT according to Leschka et al.

Zalety 64-MSCT	Wady 64-MSCT
<ul style="list-style-type: none"> • lepsze uwidocznienie tętnic wieńcowych • nieinwazyjna – brak powikłań skanowanie całego serca trwa 10–12 s, czas całego badania poniżej 15 min, nie ma potrzeby hospitalizacji • bardziej opłacalna • wyraźne uwidocznienie złogów wapnia i morfologii blaszki, choć IVUS nadal przewyższa TK • lepsze uwidocznienie zwężeń w miejscu odejścia prawej i lewej tętnicy wieńcowej • rzeczywiste obrazowanie trójwymiarowe • kompleksowa analiza tętnic wieńcowych, zastawek, komór, masy mięśnia serca, morfologii blaszki i śródmiąższu płuc 	<ul style="list-style-type: none"> • brak możliwości bezpośredniej oceny przepływu w naczyniach • znaczne zwapnienia i stenty są przyczyną artefaktów • konieczność stosowania β-blokerów w przypadku podwyższonej częstości serca • brak możliwości interwencji w trakcie badania • narażenie badanego na promieniowanie X

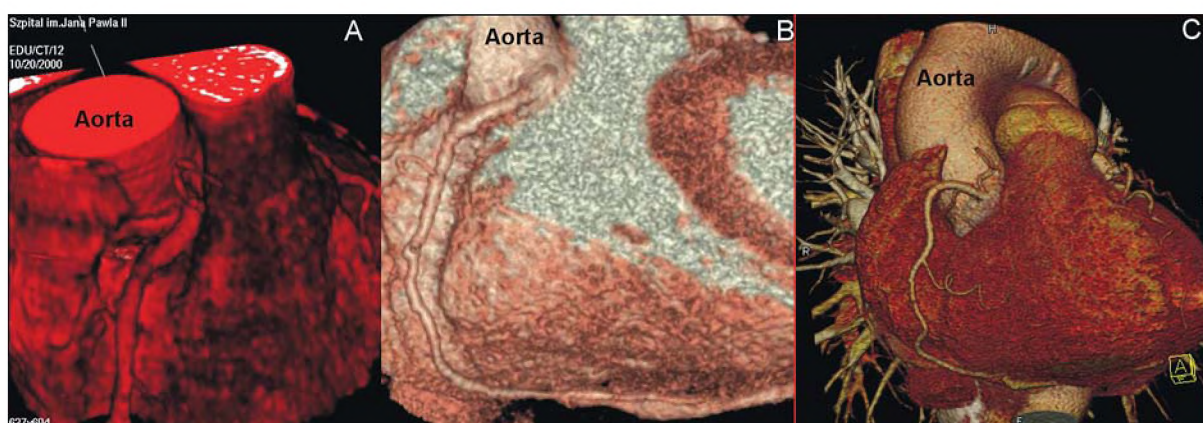
2. wykrywanie i charakterystykę anomalii naczyń wieńcowych (ryc. 3., 4.);
3. wykrywanie i charakterystykę tętniaków tętnicy wieńcowej (ryc. 5.);
4. mapowanie żył wieńcowych;
5. ocenę morfologii i czynności jam serca;
6. charakterystykę natywnych i sztucznych zastawek serca;
7. wykrywanie i charakterystykę wrodzonych chorób serca;
8. wykrywanie i charakterystykę guzów serca;
9. diagnostykę chorób osierdza;
10. wykrywanie i charakterystyka anomalii pooperacyjnych.

Ponadto American College of Radiology uznaje, że angio-TK może być stosowana jako główne narzędzie w wykrywaniu choroby lub dodatkowo dla lepszej charakterystyki rozpoznanego schorzenia lub oceny stanu chorobowego wraz z upływem czasu [15]. Według ACR wskazania do angio-TK obejmują diagnostykę, charak-

terystykę lub monitorowanie takich stanów chorobowych, jak m.in.:

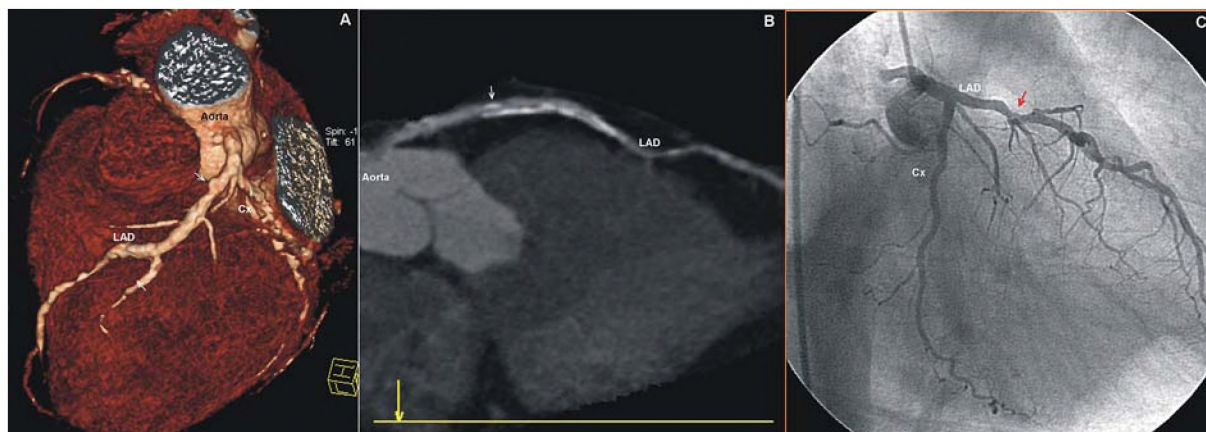
- tętniaki tętnicze i żyłne;
- miażdżyca;
- niemiażdżycowe i niezapalne zmiany naczyniowe;
- urazy tętnic i żył;
- rozwarstwienie tętnicy i krwiak śródścienny;
- choroba zakrzepowo-zatorowa tętnic i żył;
- wrodzone anomalie naczyniowe;
- warianty anatomiczne naczyń;
- interwencje naczyniowe (przezskórne i chirurgiczne);
- zapalenie naczyń i kolagenozy;
- infekcje naczyniowe.

Obserwowana w ostatnim czasie eksplozja zainteresowania angiografią TK znalazła wyraz w opracowaniu przez American College of Cardiology Foundation/American Heart Association (ACCF/AHA) wytycznych na te-



Ryc. 1. Rekonstrukcja 3D VRT prawej tętnicy wieńcowej. A – 4-warstwowa MSCT, B – 16-warstwowa MSCT, C – 64-warstwowa MSCT, VRT – trójwymiarowa technika odwzorowania objętości, MSCT – wielowarstwowa spiralna tomografia komputerowa

Fig. 1. 3D VRT showing RCA. A - 4-slice CT, B - 16-slice CT, C - 64-slice CT, VRT - volume rendering technique, MSCT - Multislice Computed Tomography



Ryc. 2. Zmiany rozsiane bez cech istotnych zwężeń w LAD. A – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, B – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR, C – klasyczna angiografia

LAD – gałąź międzykomorowa przednia, pozostałe skróty: jak w ryc. 1.

Fig. 2. Disseminated lesions without significant stenosis in LAD. A - 16-slice CT using 3D VRT, B - 16-slice CT using CPR, C - conventional coronary angiography
LAD - left anterior descending artery, other abbreviations: as in fig. 1



Ryc. 3. Mostek mięśniowy w LAD (zaznaczono strzałką); 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT

Skróty: jak w ryc. 1.

Fig. 3. Myocardial bridge in LAD (arrow) in 64-slice CT using 3D VRT.
Abbreviations: as in fig. 1

mat kompetencji klinicznych potrzebnych do wykonywania badań obrazowych metodą TK i MR [16].

W środowisku medycznym nadal trwa dyskusja na temat optymalnego zastosowania TK w chorobach układu krążenia, przede wszystkim na temat tego, u jakich chorych wykonywać badanie: przed operacjami naczyniowymi, z kilkoma czynnikami ryzyka, objawowych czy też bezobjawowych [17]. Niewątpliwie udowodnioną

cechą MSCT jest jej wysoka ujemna wartość predykcyjna [18–23]. Zdolność TK do wykluczenia obecności choroby wieńcowej wynosi od 92 do 100%, więcej niż próby wysiłkowej, echokardiografii obciążeniowej, scyntygrafii i badania perfuzji w MRI. Potrzeba wykluczenia obecności choroby ujawnia się w kilku sytuacjach klinicznych, które przedstawiamy poniżej.

A. Pacjent nie ma objawów (tzn. nie występują bóle w klatce piersiowej ani duszności, lecz konieczne jest wykluczenie obecności choroby wieńcowej):

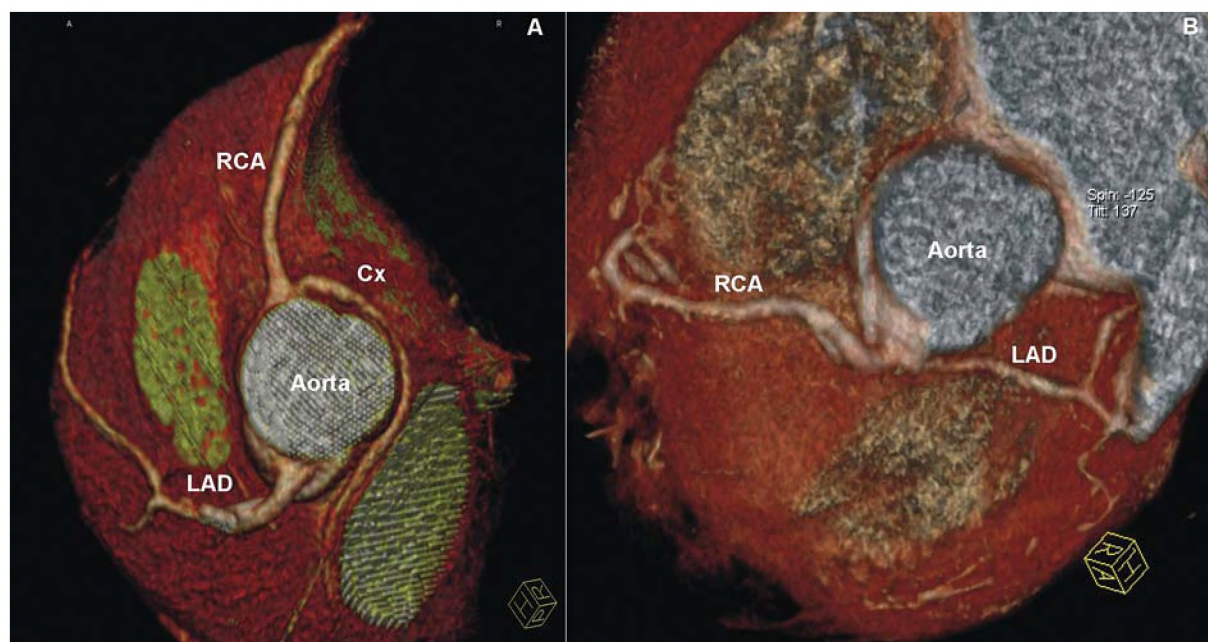
1. rodzinne występowanie choroby wieńcowej;
2. utrzymujący się wysoki poziom triglicerydów (TG) oraz obecność innych czynników ryzyka, np. palenie, cukrzyca itp.;
3. zmiany w EKG w rutynowym badaniu kontrolnym;
4. niejednoznaczny wynik próby wysiłkowej;
5. umiarkowane i ciężkie nadciśnienie tętnicze;
6. przed operacją u dorosłych:
 - a. zamknięcie ubytku przegrody międzyprzedsionkowej;
 - b. korekcja zastawki;
 - c. choroba nowotworowa.

B. Pacjent ma objawy (tzn. występują bóle w klatce piersiowej, ale lekarz nie jest przekonany o obecności choroby wieńcowej):

1. nietypowy ból w klatce piersiowej (prawostronny, ból barku itp.);
2. podejrzenie zespołu X u kobiet przed menopauzą;
3. podejrzenie kardiomiopatii rozstrzeniowej;
4. anomalie tętnic wieńcowych, ektazja lub tętniak.

C. Inne wskazania

1. ocena drożności pomostów aortalno-wieńcowych (ryc. 6., 7.);



Ryc. 4. 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT. A – nietypowe odejście Cx, B – nietypowe odejście LAD

Cx – gałąź okalająca, pozostałe skróty: jak w ryc. 1.

Fig. 4. 64-slice CT using 3D VRT. A - atypical origin of Cx, B - atypical origin of LAD

Cx - circumflex artery, other abbreviations: as in fig. 1

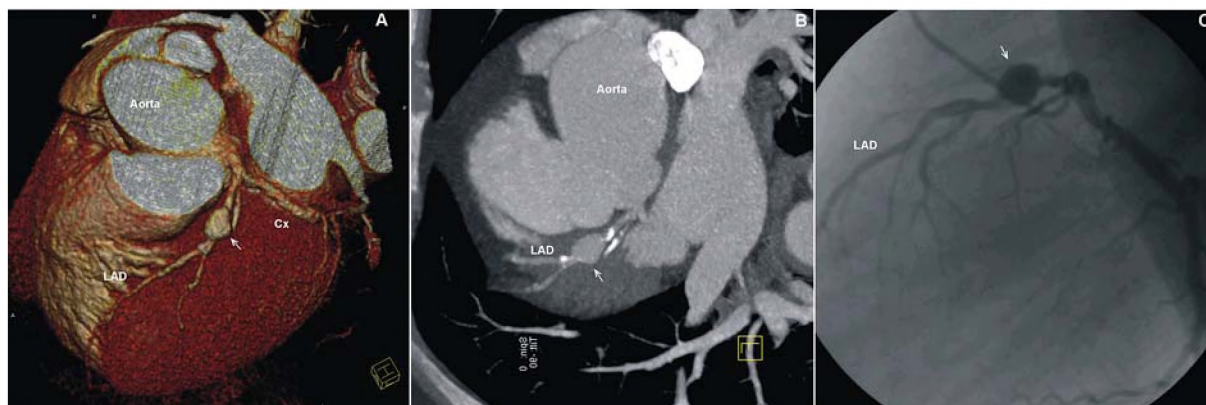
2. ocena drożności stentów (wyniki doskonałe w przypadku stentów >3 mm, ryc. 8.);
3. guzy serca.

W praktyce klinicznej najważniejsza jest możliwość obrazowania drzewa wieńcowego oraz nieinwazyjne wykrywanie i ocena zwężeń w naczyniach. Myśli się nawet o tym, że w przyszłości MSCT może zastąpić klasyczną koronarografię [9, 24–27]. Ocena tętnic wieńcowych jest trudnym zadaniem ze względu na mały kaliber naczyń, ich kręty przebieg oraz ciągły ruch. Praktycznie żadna z nieinwazyjnych metod nie jest idealna. Niemniej jednak postęp technologiczny w obrazowaniu metodą MSCT sprawia, że obecnie technika ta może być uznana za najlepiej spełniającą kryteria nieinwazyjnej oceny morfologii tętnic wieńcowych [28]. Dokładność MSCT w wykrywaniu hemodynamicznie istotnych zwężeń jest przedmiotem intensywnych badań. W tab. 5. zestawiono czułość i swoistość badań wykonanych za pomocą trzech typów urządzeń MSCT.

Jak wynika z tabeli, wcześniejsze doniesienia wykazywały obiecujące możliwości TK w nieinwazyjnej ocenie zwężeń tętnic wieńcowych, o czym świadczą wysoka czułość i swoistość. Należy jednak pamiętać, że wskaźniki te obliczono na podstawie segmentów nadających się do oceny. Ze względu na niewystarczającą jakość obrazu, z analizy wykluczano od 6 do 17% segmentów, a ponadto oceniano jedynie segmenty o średnicy >2 mm. O wyższości aparatów 64-warstwowych świadczy fakt, że możliwa jest ocena wszystkich seg-

mentów. Leschka i wsp. ocenili dokładność diagnostyczną aparatu z uwzględnieniem wszystkich analizowanych segmentów naczyń (o średnicy $\geq 1,5$ mm), uzyskując czułość 94% i swoistość 97% [14]. Badanie Molleta i wsp. wyróżnia się tym, że dokładność diagnostyczną aparatów 64-warstwowych analizowano pod kątem oceny segmentów, oceny całych naczyń oraz oceny pacjentów. W badaniu tym w grupie 52 osób prawidłowo zidentyfikowano wszystkie, z wyjątkiem jednej osoby bez istotnych zwężeń w tętnicach wieńcowych. Ponadto prawidłowo zdiagnozowano wszystkie osoby z istotną hemodynamicznie chorobą wieńcową, przy czym w badaniu MSCT pominięto jedno zwężenie. Uzyskano również wysoką zgodność między koronarografią nieinwazyjną a inwazyjną w klasyfikowaniu osób bez zwężeń, z chorobą 1-, 2- i 3-naczyniową [35]. Również Raff i wsp. zastosowali podobną analizę w grupie 70 osób i uzyskali następującą czułość i swoistość: 95% i 86% w ocenie segmentów (uwzględniono wszystkie segmenty, w tym o średnicy $<1,5$ mm), 92 i 91% w ocenie całych naczyń oraz 90 i 95% w ocenie poszczególnych pacjentów [36].

Nieinwazyjna charakterystyka blaszki miażdżycowej jest jednym z aktualniejszych problemów w kardiologii [37]. Ma to szczególne znaczenie u pacjentów z ostrymi zespołami wieńcowymi, u których Leber i wsp. wykazali częstsze występowanie blaszek miękkich w porównaniu z chorymi ze stabilną dusznicą bolesną [38]. Ponadto we wstępnym doniesieniu Schroeder i wsp. w grupie 68 cho-

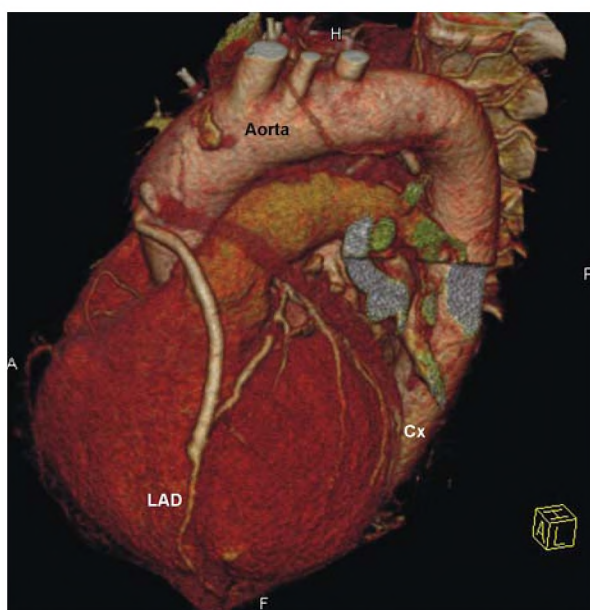


Ryc. 5. Tętniak w proksymalnym odcinku LAD (zaznaczono strzałką). A – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, B – 16-warstwowa MSCT rekonstrukcja MIP, C – angiografia klasyczna

Skróty: jak w ryc. 1. i 4.

Fig. 5. Aneurysm in proximal LAD (arrow). A - 16-slice CT using 3D VRT, B - 16-slice CT using MIP, C - conventional coronary angiography

Abbreviations: as in fig. 1 and 4



Ryc. 6. Rekonstrukcja 3D VRT 64-warstwowa MSCT, widoczny drożny pomost żylny do LAD i wykrzepiony pomost żylny do Cx

Skróty: jak w ryc. 1.

Fig. 6. 64-slice CT using 3D VRT showing patent venous bypass graft to LAD and thrombosis of bypass graft to Cx

Abbreviations: as in fig. 1

rych z klinicznym podejrzeniem choroby wieńcowej i obecnością czynników ryzyka sercowo-naczyniowego, obok zmian uwapnionych (55%) wykazali również blaszki miękkie (45%), natomiast 10% chorych bez zwapnień miało blaszki miękkie [39]. Pierwsze badania z użyciem 16-warstwowego MSCT do oceny gęstości blaszek miażdżycowych przyniosły obiecujące wyniki. W bada-

niach ex vivo Schroeder i wsp. wykazali przydatność tej metody w nieinwazyjnej wizualizacji procesu miażdżycowego na podstawie pomiaru współczynnika pochłaniania promieniowania w odniesieniu do oceny histopatologicznej [40]. Niemniej jednak dalsza klasyfikacja blaszek miękkich (bogatomipidowa czy zwłóknienie) nie była możliwa, ze względu na zbyt małą liczbę badanych zmian. W kolejnym badaniu Schroeder i wsp. stwierdzili, że średni współczynnik pochłaniania promieniowania w przypadku zmian miażdżycowych histopatologicznie klasyfikowanych jako bogatomipidowe (typ III/IV wg Stary'ego) wynosi 42 ± 22 jednostek Hounsfielda (HU), 70 ± 21 HU dla zmian mieszanych (typ V) oraz 715 ± 328 HU dla zmian uwapnionych (typ VII) [41].

Kolejne badania z zastosowaniem skanera 64-warstwowego wykazują bardzo dobre wyniki w nieinwazyjnym różnicowaniu blaszki miażdżycowej w proksymalnych odcinkach tętnic wieńcowych. Leber i wsp. wykonali badanie MSCT i ultrasonografię śródwieńcową w grupie 20 osób, analizując naczynia wieńcowe bez istotnych zwężeń (>50%) [42]. W naczyniach podzielonych na 3-milimetrowe odcinki wykryto 54 z 65 (83%) odcinków zawierających blaszkę miękką, 50 z 53 (94%) odcinków zawierających blaszkę mieszaną oraz 41 z 43 (95%) zawierających blaszkę uwapnioną. W 192 spośród 204 (94%) odcinków prawidłowo wykluczono obecność blaszki. Ponadto, co do tej pory było niemożliwe, uwidoczniono 7 z 10 (70%) odcinków naczyń wieńcowych zawierających rdzeń lipidowy oraz 27 z 30 (90%) odcinków zawierających rozsiane zwapnienia. Jest to więc pierwsze badanie, wskazujące na możliwość identyfikacji blaszki wysokiego ryzyka. Można się spodziewać, że dalsze badania z zastosowaniem skanera 64-warstwowego przyniosą potwierdzenie tych wyników.

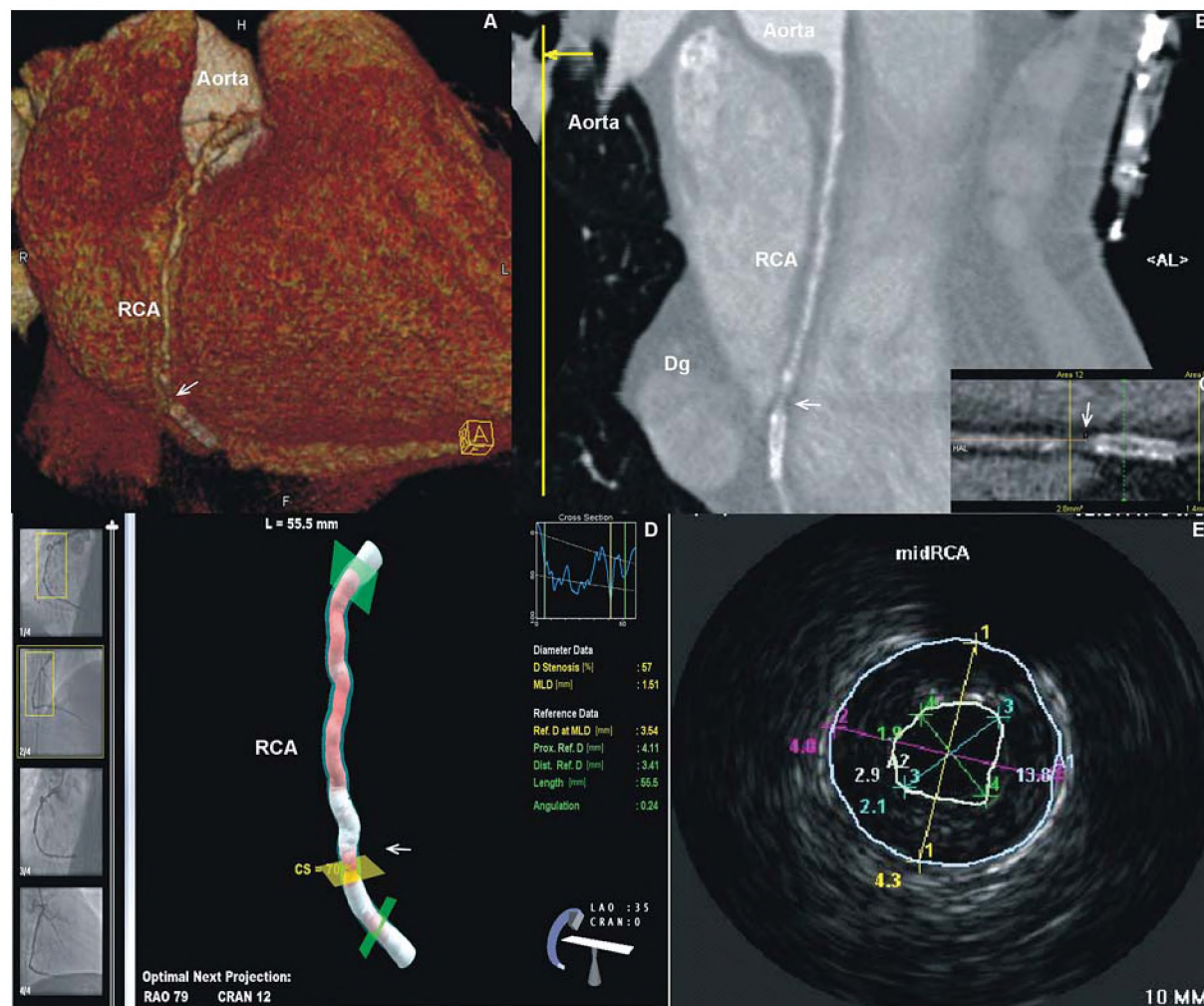


Ryc. 7. Kontrola 2 lata po CABG. Widoczny drożny pomost do LAD, Dg i zwężony do RCA (zaznaczono strzałką). A, B – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, C – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR, D – angiografia klasyczna

CABG – wszczepienie pomostów naczyniowych, Dg – gałąź diagonalna, pozostałe skróty: jak w ryc. 1. i 4.

Fig. 7. Two years after CABG, patent bypass graft to LAD and Dg, stenosis in bypass graft to RCA (arrow). A, B - 64-slice CT using 3D VRT, C - 64-slice CT using CPR, D - conventional coronary angiography

CABG - coronary artery bypass graft, Dg - diagonal branch, other abbreviations: as in fig. 1 and 4



Ryc. 8. Restenoza przed stentem w RCA (zaznaczona strzałką). A – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja 3D VRT, B – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR, C – 64-warstwowa MSCT rekonstrukcja CPR (widoczne światło stentu), D – rekonstrukcja 3D w koronarografii, E – wewnątrzczasyniowa ultrasonografia ICUS RCA – prawa tętnica wieńcowa, ICUS – ultrasonografia śródwieńcowa, pozostałe skróty – jak w ryc. 1. i 4.

Fig. 8. Restenosis proximal to the stent in RCA (arrow). A - 64-slice CT using 3D VRT, B - 64-slice CT using CPR, C - 64-slice CT using CPR showing stent lumen, D - coronary angiography with 3D reconstruction, E - intracoronary ultrasound

RCA - right coronary artery, ICUS - intracoronary ultrasound, other abbreviations: as in fig. 1 and 4

Tabela 5. Wykrywanie hemodynamicznie istotnych zwężeń w tętnicach wieńcowych przy zastosowaniu aparatów MSCT różnej generacji**Table 5.** Detection of significant coronary stenosis using three MSCT scanners

Autor	Liczba chorych	Czułość (%)	Swoistość (%)
4-MSCT			
Kopp [29]	102	86	93
Achenbach [25]	64	91	84
Becker [4]	48	82	97
Nieman [24]	31	91	97
Knez [30]	44	78	98
Nieman [31]	53	82	93
Pasowicz [32]	90	84	81
16-MSCT			
Kuettner [33]	60	72/98*	97/98*
Ropers [27]	77	73/92**	92/90**
Nieman [9]	59	95***	86***
Hoffmann [34]	33	63/82#	96/93#
Pasowicz (habilitacja)	65	89/100##	97/100##
64-MSCT			
Leber ### [11]	59	<50–79 >50–73 >75–80	<50–97 >50–7 >75–97
Leschka [14]	67	94	97
Mollet [35]	52	99	95

* dane dla chorych z CS <1000, ** dane dla chorych z HR <60, *** tylko naczynia o średnicy >2 mm, # tylko proksymalne segmenty, ## dla pnia lewej tętnicy wieńcowej, ### z uwzględnieniem zmian w dystalnych odcinkach

Od 2000 r. wszczepiane pomosty oceniane są przy użyciu MSCT. W wielu badaniach uzyskano wyższą czułość i swoistość w ocenie przeszczepów żylnych niż w przypadku oceny tętnic natywnych (czułość metody wg różnych autorów wynosi od 92 do 100%, a swoistość od 95 do 100%). W tab. 6. zestawiono wyniki oceny pomostów aortalno-wieńcowych przy użyciu 16-warstwowych skanerów TK.

Jednakże zadaniem nieinwazyjnego obrazowania pomostów aortalno-wieńcowych nie jest jedynie stwierdzenie ich drożności lub niedrożności, lecz klinicznie istotna kompleksowa czynnościowa ocena przepływu krwi w pomostach, wykrycie zwężeń w pomostach oraz uwidocznienie zespoleń dystalnych. Badania nad dokładnością MSCT w tym zakresie są jak dotąd nieliczne, a wyniki umiarkowane. Niemniej jednak Chiurlia i wsp. uzyskał czułość 96% i swoistość 100% w wykrywaniu istotnych zwężeń w pomostach, w tym zwężenia w rejonie zespoleń dystalnych [50]. Generalnie pomosty aortalno-wieńcowe, jako struktury o większej średnicy światła i mniejszej podatności na zwężenia utrudnia-

jące obrazowanie, doskonale nadają się do oceny diagnostycznej metodą MSCT. Należy oczekiwać, że postęp technologiczny w tej dziedzinie i szersze zastosowanie skanerów 64-warstwowych z możliwością dokładnej oceny zwężeń i dystalnych zespoleń przełożą się na poprawę uzyskiwanych wyników.

Powszechnie stosowaną metodą leczenia zwężeń tętnic wieńcowych w kardiologii interwencyjnej jest implantacja stentu. Pomimo stosowania nowych technik stentowania, częstość restenozy wynosi od 6 do 16% w ciągu 1. roku po zabiegu [51], a może nawet występować w 22–40% stentowanych tętnic [52]. Klasyczna koronarografia jest nadal uważana za złoty standard, lecz możliwość nieinwazyjnej weryfikacji stanu stentów po ich implantacji istotnie zwiększa zakres stosowania MSCT. Pierwsze badania za pomocą skanerów 4-warstwowych wykazały wprowadzenie trudności z uwidocznieniem stentów ze względu na zwężenia, wysoką częstość rytmu serca i niemożność wstrzymania oddechu przez co najmniej 30 s [53, 54], niemniej jednak prawidłowo rozróżniano niedrożność stentów [24, 44, 55], choć bez uwidocznienia wnętrza stentu. Zastosowanie aparatów 16-warstwowych pozwoliło na poprawę wyników. W badaniu z zastosowaniem fantomów porównujących skanery 4- i 16-warstwowe, Maintz i wsp. wykazali użyteczność aparatów nowszej generacji w uwidaczaniu światła stentu i wykrywaniu restenozy wewnątrz stentu [56]. Gilard i wsp. oceniali drożność stentów implantowanych do pnia lewej tętnicy wieńcowej (minimalna średnica światła naczynia $3,2 \pm 0,9$ mm w badaniu koronarograficznym), wykazując w ocenie restenozy w stencie czułość 100%, swoistość 92%, dodatnią i ujemną wartość predykcyjną odpowiednio 100 i 92% [52]. Mahnken i wsp. [57] oraz Schuijff i wsp. [58] podkreślają, że w ocenie stentów metodą MSCT istotne znaczenie dla obrazowania wnętrza stentu ma jego rozmiar i konstrukcja oraz materiał, z którego wykonany jest stent. Podobne wyniki uzyskiwano również w badaniach własnych.

Zastosowanie skanerów 64-warstwowych przynosi obiecujące wyniki. Maintz i wsp. testowali *in vitro* obrazowanie różnych stentów z zastosowaniem czterech metod rekonstrukcji obrazu w odniesieniu do wizualizacji światła, pochłaniania promieniowania w świetle naczynia oraz szumów [59]. Analizowano 68 stentów (57 ze stali nierdzewnej, 4 kobaltowo-chromowe, 1 ze stopu kobaltu, 2 z nitinolu oraz 4 z tantalu), które umieszczono w fantomie tętnicy wieńcowej (średnica naczynia 3 mm, pochłanianie promieniowania wewnątrz naczynia 250 HU). Stosowano standardowe parametry akwizycji obrazów (kolimacja 2 x 32 x 0,6; skok spirali 0,24, 680 mAs, 120 kV, czas rotacji 0,37 s) oraz 4 zadania rekonstrukcyjne ze zróżnicowanym filtrem (kernel) i grubością warstwy (1. miękki: 0,6 mm; 2. miękki: 0,75 mm; 3. średni: 0,6 oraz 4. ostry: 0,6). Filtr (ker-

nel) wysokiej rozdzielczości pozwalał na znamienne poprawę uwidocznienia światła ($57 \pm 10\%$) i bardziej realistyczne odzwierciedlenie współczynnika pochłaniania promieniowania w świetle (222 ± 66 HU) kosztem zwiększenia szumów ($15,3 \pm 3,7$ HU). Wykazano, że 64-warstwowa MSCT oraz filtr (kernel) wysokiej rozdzielczości umożliwiają uwidocznienie ponad 50% średnicy większości stentów. Spośród 68 analizowanych stentów jedynie w przypadku 10 nie uwidoczniono światła powyżej 50%.

W najnowszym badaniu Seifarth i wsp. porównywali skanery 16- i 64-warstwowe w obrazowaniu stentów i wykrywaniu stenozy wewnątrz stentów, również przy użyciu fantomów [60]. Oceniano 15 różnych stentów pod kątem 0° , 45° oraz 90° w stosunku do osi z. Autorzy wykazali, że w przypadku zastosowania aparatów 64-warstwowych uzyskano znamiennej redukcję artefaktu, powodującego sztuczne zwężenie światła (ang. *artificial lumen narrowing* – w zależności od kąta $39,1\%$, $37,3\%$ oraz 36%). Również różnice pochłaniania promieniowania w segmentach stentowanych w stosunku do segmentów niestentowanych były znacznie niższe. Średni współczynnik wizualizacji był znacznie wyższy dla aparatów najnowszej generacji. Konieczna jest kontynuacja badań w celu dokładniejszego określenia parametrów stentów, pozwalających na wiarygodne wykrywanie restenozy.

Przyszłość tomografii komputerowej

W żadnej dziedzinie nie da się zahamować postępu technologicznego. Istniejące dzisiaj problemy i ograniczenia jak zawsze dają impuls do dalszych poszukiwań i wprowadzania innowacji. W przypadku MSCT możliwych jest kilka kierunków. Jednym z nich jest zwiększenie liczby detektorów w postępie geometrycznym do 256. Badania takie prowadzi np. *Toshiba Medical Systems*. Wyniki wstępnych badań wskazują na możliwość uwidocznienia drzewa wieńcowego, kurczliwości oraz wzmocnienia kontrastowego mięśnia sercowego w ciągu 1 s przy równoczesnym obniżeniu dawki promieniowania [61, 62]. Inną opinię prezentują Schoepf i wsp. [28]. Ich zdaniem, badania powinny się skupiać na takich obszarach, jak dalsza redukcja czasu rotacji do poniżej 0,4 s, ulepszenie cech detektorów, zmniejszenie obciążenia mechanicznego wewnątrz gantry oraz dalszy rozwój TK cone beam. Szybsze skanowanie będzie możliwe dzięki zastosowaniu płaskich detektorów, które przyniosły obiecujące wyniki w radiografii cyfrowej. Z kolei dzięki zastosowaniu skanerów cone beam, uzyskiwane obrazy będą miały bardzo wysoką rozdzielczość. Pozwoli to na wykonywanie badań radiograficznych, fluoroskopowych i tomograficznych przez jeden aparat, stwarzając nieograniczone możliwości diagnostyczne. Możliwa będzie wizualizacja głównych naczyń wieńcowych oraz ich mniejszych odgałęzień, wykrywanie i ocena zwężeń z możliwością wykrycia zmian światła

Tabela 6. Porównanie wyników oceny drożności pomostów aortalno-wieńcowych
Table 6. Patency assessment of coronary artery bypass grafts

Autor	Liczba pomostów (żylny/tętniczy)	Czułość (%)	Swoistość (%)
Ropers [43]	124	95	98
Pasowicz [44]	187 (166/21)	92	95
Burgstahler [45]	21 (14/7)	86	100
Rossi [46]	127	100	100
Yoo [47]	125 (83/42)	98	100
Schlosser [48]	131 (91/40)	96	95
Martuscelli [49]	285	97	100
Chiurlia [50]	166	100	100
Pasowicz (habilitacja)	130 (107/23)	100	100

naczynia w granicach 10–20%, zastosowanie zaawansowanych algorytmów rekonstrukcji serca w celu poprawy jakości obrazowania zwąpień i stentów, uwidocznienie całej anatomii naczyń wieńcowych w czasie jednej fazy pracy serca bez ruchu stołu oraz kompleksowe obrazowanie morfologii i czynności metabolicznej serca w jednym badaniu (dzięki wykorzystaniu skanerów hybrydowych łączących najnowszą technologię wielorządowej TK z kamerą PET) [28].

Pod koniec 2005 r. w Nowym Jorku odbyła się światowa premiera zupełnie nowego aparatu, wyposażonego w dwie lampy rentgenowskie i dwa detektory, tzw. Dual Source CT (Siemens SOMATOM Definition), otwierającego nową erę w diagnostyce obrazowej. Cechą nowych skanerów (DSCT) jest niespotykana dotąd jakość obrazu i poziom uwidocznienia najdrobniejszych szczegółów anatomicznych, obniżenie dawki promieniowania aż o 50%, co do tej pory uważano za jedną z głównych wad MSCT oraz wzrost szybkości obrazowania (akwizycja obrazów w czasie poniżej 6 s). Niezwykle ważne z klinicznego punktu widzenia jest uniezależnienie się od częstości akcji serca badanego pacjenta. Dzięki zastosowaniu DSCT z rozdzielczością czasową 83 ms, badanie można wykonać bez wcześniejszego podania β -blokerów, a uzyskiwane obrazy nie mają artefaktów ruchowych. We wstępnych badaniach, przeprowadzonych przez Achenbacha i wsp., u 14 osób ze średnią częstością akcji serca 71 uderzeń na minutę (od 56 do 90), spośród 226 segmentów tętnic wieńcowych uwidoczniono 222 (98%) bez artefaktów ruchowych [63]. Ponadto skanery DSCT umożliwiają dokładny pomiar stopnia zwężenia naczyń, obrazowanie blaszki miażdżycowej i stentów, badanie perfuzji spoczynkowej i stymulowanej farmakologicznie oraz żywotności mięśnia serca. Technologia DSCT, dzięki średnicy gantry 78 cm oraz zakresowi skanowania do 200 cm, umożliwia akwizycję obrazów o wyjątkowej jakości diagnostycznej w trakcie jednego skano-

wania u osób wysokich i otyłych. Ponadto takie pojedyncze skanowanie pozwala na uzyskanie w jednym czasie całkowicie odmiennych informacji, np. na temat morfologii kości i naczyń, oraz budowy blaszki miażdżycowej czy też charakterystyki guzów w onkologii. Skaner SOMATOM Definition uzyskał akceptację *Food and Drug Administration* we wrześniu 2005 r.: pierwszy aparat pracuje na uniwersytecie w Erlangen w Niemczech, a w 2006 r. planowane są kolejne instalacje: w Niemczech (Monachium) oraz w USA (Mayo Clinic w Rochester, Cleveland i Nowym Jorku). Niedługo można się spodziewać publikacji kolejnych wyników badań z zastosowaniem tej nowej technologii tomografii komputerowej.

Piśmiennictwo

- Ohnesorge B, Becker C, Flohr T i wsp. Multislice CT in cardiac imaging: technical principles, clinical application and future developments. Springer-Verlag, Berlin 2002.
- Flohr T, Ohnesorge B. Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for electrocardiogram-gated multislice spiral CT of the heart. *J Comput Assist Tomogr* 2001; 25: 907-923.
- Ohnesorge B, Flohr T, Becker C i wsp. Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multislice spiral CT: initial experience. *Radiology* 2000; 217: 564-571.
- Becker CR, Ohnesorge BM, Schoepf UJ i wsp. Current development of cardiac imaging with multidetector-row CT. *Eur J Radiol* 2000; 36: 97-103.
- Hu H, He HD, Foley WD i wsp. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215: 55-62.
- Flohr T, Bruder H, Stierstorfer K i wsp. New technical developments in multislice CT, part 2: sub-millimeter 16-slice scanning and increased gantry rotation speed for cardiac imaging. *Rofo* 2002; 174: 1022-1027.
- Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H i wsp. New technical developments in multislice CT-Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Rofo* 2002; 174: 839-845.
- Flohr TG, Schoepf UJ, Kuettner A i wsp. Advances in cardiac imaging with 16-section CT systems. *Acad Radiol* 2003; 10: 386-401.
- Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA i wsp. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2002; 106: 2051-2054.
- Schroeder S, Kopp AF, Ohnesorge B i wsp. Virtual coronary angiography using multislice computed tomography. *Heart* 2002; 87: 205-209.
- Leber AW, Knez A, von Ziegler F i wsp. Quantification of obstructive and nonobstructive coronary lesions by 64-slice computed tomography: a comparative study with quantitative coronary angiography and intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 147-154.
- Schoenhagen P, Halliburton SS, Stillman AE i wsp. Noninvasive imaging of coronary arteries: current and future role of multi-detector row CT. *Radiology* 2004; 232: 7-17.
- Lepor NE, Madyoon H, Friede G. The emerging use of 16- and 64-slice computed tomography coronary angiography in clinical cardiovascular practice. *Rev Cardiovasc Med* 2005; 6: 47-53.
- Leschka S, Alkadhi H, Plass A i wsp. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: first experience. *Eur Heart J* 2005; 26: 1482-1487.
- Weinreb JC, Larson PA, Woodard PK i wsp. American College of Radiology clinical statement on noninvasive cardiac imaging. *Radiology* 2005; 235: 723-727.
- Budoff MJ, Cohen MC, Garcia MJ i wsp. ACCF/AHA clinical competence statement on cardiac imaging with computed tomography and magnetic resonance: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association/American College of Physicians Task Force on Clinical Competence and Training. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 383-402.
- Schussler JM, Dockery WD, Moore TR i wsp. Computed tomographic coronary angiography: experience at Baylor University Medical Center/Baylor Jack and Jane Hamilton Heart and Vascular Hospital. *Proc (Bayl Univ Med Cent)* 2005; 18: 228-233.
- Cademartiri F, Marano R, Luccichenti G i wsp. Image assessment with multislice CT coronary angiography. *Radiol Med (Torino)* 2005; 109: 198-207.
- Fine JJ, Hopkins CB, Hall PA i wsp. Noninvasive coronary angiography: agreement of multi-slice spiral computed tomography and selective catheter angiography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2004; 20: 549-552.
- Hoffmann MH, Shi H, Schmitz BL i wsp. Noninvasive coronary angiography with multislice computed tomography. *JAMA* 2005; 293: 2471-2476.
- Lim MC, Wong TW, Yaneza LO i wsp. Non-invasive detection of significant coronary artery disease with multi-section computed tomography angiography in patients with suspected coronary artery disease. *Clin Radiol* 2006; 61: 174-180.
- Mollet NR, Cademartiri F, Nieman K i wsp. Multislice spiral computed tomography coronary angiography in patients with stable angina pectoris. *J Am Coll Cardiol* 2004; 43: 2265-2270.
- Mollet NR, Cademartiri F, Krestin GP i wsp. Improved diagnostic accuracy with 16-row multi-slice computed tomography coronary angiography. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45: 128-132.
- Nieman K, Oudkerk M, Rensing BJ i wsp. Coronary angiography with multi-slice computed tomography. *Lancet* 2001; 357: 599-603.
- Achenbach S, Giesler T, Ropers D i wsp. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multislice spiral computed tomography. *Circulation* 2001; 103: 2535-2538.
- Becker CR, Knez A, Leber A i wsp. Detection of coronary artery stenoses with multislice helical CT angiography. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26: 750-755.
- Ropers D, Baum U, Pohle K i wsp. Detection of coronary artery stenoses with thin-slice multi-detector row spiral computed tomography and multiplanar reconstruction. *Circulation* 2003; 107: 664-666.
- Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM i wsp. CT of Coronary Artery Disease. *Radiology* 2004; 232: 18-37.
- Kopp AF, Schroeder S, Kuettner A i wsp. Multidetector-row CT for noninvasive coronary angiography: results in 102 patients. *Radiology* 2000; 217 (P): 375.
- Knez A, Becker CR, Leber A i wsp. Usefulness of multislice spiral computed tomography angiography for determination of coronary artery stenoses. *Am J Cardiol* 2001; 88: 1191-1194.
- Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ i wsp. Usefulness of multislice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol* 2002; 89: 913-918.
- Pasowicz M, Klimczek P, Przewlocki T i wsp. Estimation of coronary artery stenosis with retrospective electrocardiogram-gated multislice CT. *Eur Heart J* 2002; 23: 131, A788.
- Kuettner A, Trabold T, Schroeder S i wsp. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44: 1230-1237.
- Hoffmann U, Moselewski F, Cury RC i wsp. Predictive value of 16-slice multidetector spiral computed tomography to detect significant obstructive coronary artery disease in patients at high risk for coronary artery disease: patient versus segment-based analysis. *Circulation* 2004; 110: 2638-2643.
- Mollet NR, Cademartiri F, van Mieghem CA i wsp. High-resolution spiral computed tomography coronary angiography in patients referred for diagnostic conventional coronary angiography. *Circulation* 2005; 112: 2318-2323.
- Raff GL, Gallagher MJ, O'Neill WW i wsp. Diagnostic accuracy of noninvasive coronary angiography using 64-slice spiral computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2005; 46: 552-557.
- Becker CR, Nikolaou K, Muders M i wsp. Ex vivo coronary atherosclerotic plaque characterization with multi-detector-row CT. *Eur Radiol* 2003; 13: 2094-2098.
- Leber AW, Knez A, White CW i wsp. Composition of coronary atherosclerotic plaques in patients with acute myocardial infarction and stable angina pectoris determined by contrast-enhanced multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2003; 91: 714-718.
- Schroeder S, Kuettner A, Kopp AF i wsp. Noninvasive evaluation of the prevalence of noncalcified atherosclerotic plaques by multi-slice detector computed tomography: results of a pilot study. *Int J Cardiol* 2003; 92: 151-155.

40. Schroeder S, Kuettner A, Wojak T i wsp. Non-invasive evaluation of atherosclerosis with contrast enhanced 16 slice spiral computed tomography: results of ex vivo investigations. *Heart* 2004; 90: 1471-1475.
41. Schroeder S, Kuettner A, Leitritz M i wsp. Reliability of differentiating human coronary plaque morphology using contrast-enhanced multislice spiral computed tomography: a comparison with histology. *J Comput Assist Tomogr* 2004; 28: 449-454.
42. Leber AW, Becker A, Knez A i wsp. Accuracy of 64-slice computed tomography to classify and quantify plaque volumes in the proximal coronary system: a comparative study using intravascular ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 2006; 47: 672-677.
43. Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E i wsp. Investigation of aortocoronary artery bypass grafts by multislice spiral computed tomography with electrocardiographic-gated image reconstruction. *Am J Cardiol* 2001; 88: 792-795.
44. Pasowicz M, Klimeczek P, Przewlocki T i wsp. [Evaluation of patency of coronary artery bypass grafts and stents using multislice spiral computed tomography in comparison with angiography]. *Przegl Lek* 2002; 59: 616-619.
45. Burgstahler C, Kuettner A, Kopp AF i wsp. Non-invasive evaluation of coronary artery bypass grafts using multi-slice computed tomography: initial clinical experience. *Int J Cardiol* 2003; 90: 275-280.
46. Rossi R, Chiurlia E, Ratti C i wsp. Noninvasive assessment of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Ital Heart J* 2004; 5: 36-41.
47. Yoo KJ, Choi D, Choi BW i wsp. The comparison of the graft patency after coronary artery bypass grafting using coronary angiography and multi-slice computed tomography. *Eur J Cardiothorac Surg* 2003; 24: 86-91.
48. Schlosser T, Konoza T, Hunold P i wsp. Noninvasive visualization of coronary artery bypass grafts using 16-detector row computed tomography. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44: 1224-1229.
49. Martuscelli E, Romagnoli A, D'Eliseo A i wsp. Evaluation of venous and arterial conduit patency by 16-slice spiral computed tomography. *Circulation* 2004; 110: 3234-3238.
50. Chiurlia E, Menozzi M, Ratti C i wsp. Follow-up of coronary artery bypass graft patency by multislice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005; 95: 1094-1097.
51. Cutlip DE, Chauhan MS, Baim DS i wsp. Clinical restenosis after coronary stenting: perspectives from multicenter clinical trials. *J Am Coll Cardiol* 2002; 40: 2082-2089.
52. Gilard M, Cornily JC, Rioufol G i wsp. Noninvasive assessment of left main coronary stent patency with 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2005; 95: 110-112.
53. Maintz D, Grude M, Fallenberg EM i wsp. Assessment of coronary arterial stents by multislice-CT angiography. *Acta Radiol* 2003; 44: 597-603.
54. Mahnken AH, Wildberger JE, Sinha AM i wsp. Value of 3D-volume rendering in the assessment of coronary arteries with retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Acta Radiol* 2003; 44: 302-309.
55. Nieman K, Rensing BJ, van Geuns RJ i wsp. Non-invasive coronary angiography with multislice spiral computed tomography: impact of heart rate. *Heart* 2002; 88: 470-474.
56. Maintz D, Seifarth H, Flohr T i wsp. Improved coronary artery stent visualization and in-stent stenosis detection using 16-slice computed-tomography and dedicated image reconstruction technique. *Invest Radiol* 2003; 38: 790-795.
57. Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE i wsp. Coronary artery stents in multislice computed tomography: in vitro artifact evaluation. *Invest Radiol* 2004; 39: 27-33.
58. Schuijff JD, Bax JJ, Jukema JW i wsp. Feasibility of assessment of coronary stent patency using 16-slice computed tomography. *Am J Cardiol* 2004; 94: 427-430.
59. Maintz D, Seifarth H, Raupach R i wsp. 64-slice multidetector coronary CT angiography: in vitro evaluation of 68 different stents. *Eur Radiol* 2006; 16: 818-826.
60. Seifarth H, Ozgun M, Raupach R i wsp. 64-Versus 16-slice CT angiography for coronary artery stent assessment: in vitro experience. *Invest Radiol* 2006; 41: 22-27.
61. Mori S, Endo M, Tsunoo T i wsp. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med Phys* 2004; 31: 1348-1356.
62. Kondo C, Mori S, Endo M i wsp. Real-time volumetric imaging of human heart without electrocardiographic gating by 256-detector row computed tomography: initial experience. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29: 694-698.
63. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A i wsp. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography - Initial experience. *Eur J Radiol* 2006; 57: 331-335.